

**U.PORTO**



FACULDADE DE  
MEDICINA DENTÁRIA  
UNIVERSIDADE DO PORTO

**ARTIGO DE INVESTIGAÇÃO MÉDICO DENTÁRIO  
MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**COMPARAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS GANCHOS  
CONVENCIONAIS COM OS GANCHOS ESTÉTICOS  
UTILIZANDO DESENHO ASSISTIDO POR COMPUTADOR  
E O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Ana Rita Dantas Lopes



Porto, 2013



FACULDADE DE  
MEDICINA DENTÁRIA  
UNIVERSIDADE DO PORTO

**ARTIGO DE INVESTIGAÇÃO MÉDICO DENTÁRIO  
MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

# **COMPARAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS GANCHOS CONVENCIONAIS COM OS GANCHOS ESTÉTICOS UTILIZANDO DESENHO ASSISTIDO POR COMPUTADOR E O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

**Ana Rita Dantas Lopes**

*Aluna n.º 081301016 do 5.º ano do Mestrado Integrado de Medicina Dentária  
mind08016@fmd.up.pt*

Monografia apresentada à Faculdade de Medicina  
Dentária da Universidade do Porto no âmbito da  
Unidade Curricular “Monografia de Investigação ou  
Relatório de Atividade Clínica” do Mestrado  
Integrado de Medicina Dentária

## **Orientador**

**Professor Doutor André Ricardo Maia Correia**

*Prof. Auxiliar Convocado da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto*

## **Co-orientador**

**Professor Doutor José Carlos Reis Campos**

*Prof. Auxiliar com Agregação da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto*

**Porto, 2013**

*Aos meus Pais,*

A quem dedico a Monografia,

Por todo o amor que sempre me transmitiram.

Por todos os sacrifícios realizados para permitir a minha  
formação.

Pela paciência e compreensão demonstradas quando  
mais precisei.

Por toda a dedicação e entusiasmo que sempre  
manifestaram durante o meu percurso académico.

*À minha Irmã,*

Pelo amor e amizade que sempre me transmitiu.

Por todos os bons conselhos e ajuda.

Pela transmissão de bons ensinamentos enquanto  
profissional competente e dedicada.

*À minha família,*

Por terem acompanhado com entusiasmo todo o  
meu percurso académico.

*Aos meus amigos,*

Por toda a entejuda demonstrada durante todos  
estes anos.

Pela amizade que nos uniu no famoso Supergrupo.

**Ao Prof. Doutor André Correia**

Pela orientação, disponibilidade e apoio que me deu nesta investigação.

Pela dedicação, entusiasmo e paciência que sempre demonstrou.

**Ao Prof. Doutor J.C. Reis Campos**

Pelos bons conselhos e incentivo ao trabalho de excelência.

**Ao Prof. Doutor Mário Vaz**

Por permitir a realização desta investigação num ambiente tão distinto.

**Ao Engenheiro Nuno V. Ramos**

Pela ajuda e paciência reveladas durante a investigação.

## ÍNDICE GERAL

<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
<b>MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>3</b>
<b>Digitalização do modelo de trabalho e estrutura protética .....</b>	<b>3</b>
<b>Geração da malha de elementos finitos e ensaios realizados .....</b>	<b>5</b>
<b>RESULTADOS .....</b>	<b>7</b>
<b>Distribuição das tensões e deformações elásticas geradas no gancho de POM e Cr-CO, segundo uma força de tracção vertical .....</b>	<b>7</b>
<b>Distribuição das tensões e deformações elásticas geradas no gancho de POM e Cr-CO, segundo uma força de compressão vertical.....</b>	<b>8</b>
<b>Distribuição das tensões e deformações elásticas geradas no gancho de POM e Cr-CO, segundo uma força de tracção horizontal .....</b>	<b>10</b>
<b>Distribuição das tensões e deformações elásticas geradas no gancho de POM e Cr-CO, segundo uma força de compressão horizontal .....</b>	<b>11</b>
<b>Comparação das tensões máximas geradas na desinserção da PPR, segundo forças de compressão verticais e tracção horizontais, entre o gancho de POM e de Cr-CO .....</b>	<b>12</b>
<b>DISCUSSÃO .....</b>	<b>16</b>
<b>CONCLUSÕES .....</b>	<b>19</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>20</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>21</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Modelo de trabalho e estrutura protética digitalizado no sistema CAD-CAM Zirconsahn®. ....	3
Figura 2 - Sólido 3D da secção do esqueleto protético gerado pelo programa informático Solidworks®. ...	4
Figura 3 - Gancho circunferencial em corte transversal no seu terço terminal (esq.) e no seu terço inicial (dir.).....	4
Figura 4 - Ponto de aplicação das cargas unitárias: terço terminal do braço retentivo do gancho circunferencial. Vista anterior (esq.) e posterior (dir.). ....	5
Figura 5 - Vectores de aplicação das cargas.....	6

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela I - Propriedades de uma Liga de Cr-Co e do Polioximetileno introduzidas no Abaqus®.....	5
Tabela II - Intervalo de forças necessárias para a desinserção de uma PPR com gancho de POM e Cr-Co e tensão limite do material de fabrico do respectivo gancho. ....	12
Tabela III - Comparação das tensões máximas geradas no gancho de POM na desinserção da PPR entre forças de compressão verticais e tracção horizontais. ....	13
Tabela IV - Comparação das tensões máximas geradas no gancho de Cr-Co na desinserção da PPR entre forças de compressão verticais e tracção horizontais. ....	14

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1- Comparação da distribuição das tensões geradas no gancho de POM (esq.) e Cr-Co (dir.), segundo uma força de tracção vertical. ....	7
Gráfico 2 - Comparação da distribuição das deformações elásticas geradas no gancho de POM (esq.) e Cr-Co (dir.), segundo uma força de tracção vertical. ....	8
Gráfico 3 - Comparação da distribuição das tensões geradas no gancho de POM (esq.) e Cr-Co (dir.), segundo uma força de compressão vertical. ....	8
Gráfico 4 - Comparação da distribuição das deformações elásticas geradas no gancho de POM (esq.) e Cr-Co (dir.), segundo uma força de compressão vertical. ....	9
Gráfico 5 - Comparação da distribuição das tensões geradas no gancho de POM (esq.) e Cr-Co (dir.), segundo uma força de tracção horizontal. ....	10
Gráfico 6 - Comparação da distribuição das deformações elásticas geradas no gancho de POM (esq.) e Cr-Co (dir.), segundo uma força de tracção horizontal. ....	10
Gráfico 7 - Comparação da distribuição das tensões geradas no gancho de POM (esq.) e Cr-Co (dir.), segundo uma força de compressão horizontal.....	11
Gráfico 8 - Comparação da distribuição das deformações elásticas geradas no gancho de POM (esq.) e Cr-Co (dir.), segundo uma força de compressão horizontal. ....	11
Gráfico 9- Comparação das tensões máximas geradas no gancho de POM na desinserção da PPR entre forças de compressão verticais e tracção horizontais. ....	13
Gráfico 10 - Comparação das tensões máximas geradas no gancho de Cr-Co na desinserção da PPR entre forças de compressão verticais e tracção horizontais. ....	15

## **ABREVIATURAS**

- PPR – Prótese parcial removível
- POM – Polioximetileno
- MEF – Método dos elementos finitos
- CAD-CAM – Computer-aided-design / computer-aided-manufacturing
- Cr-Co – Cromo-cobalto
- CCD – Charge-coupled device
- LOME-FEUP - Laboratório de Óptica e Mecânica Experimental da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
- SI – Sistema Internacional



## **RESUMO**

### **Introdução**

Os ganchos de resina acetálica permitem melhorar a estética das próteses parciais removíveis em que os dentes pilares se situam no sector anterior. O principal objectivo deste estudo foi obter uma distribuição de deformação elástica e de tensões máximas equivalentes de von Mises ao longo de um gancho circunferencial de resina acetálica e de Cromo-Cobalto.

### **Material e Métodos**

Foi digitalizado um modelo de trabalho com uma prótese parcial removível esquelética com um gancho circunferencial de Cromo-Cobalto através do sistema CAD-CAM Zirconzahn®. O ficheiro gerado foi exportado para o programa informático Solidworks® para verificar a forma do gancho circunferencial localizado no dente 23, e posteriormente exportado para o programa Abaqus® para criação de uma malha de elementos finitos na estrutura. Nessa malha foram simuladas cargas unitárias de diferentes direcções e sentidos no terço terminal do braço retentivo do gancho, para diferentes materiais: resina acetálica e cromo-cobalto.

### **Resultados**

Para as mesmas dimensões do gancho, verificamos que os valores de tensão de tracção horizontal foram superiores aos de tracção vertical. O gancho de resina acetálica apresentou valores de deformação superiores aos de cromo-cobalto em qualquer direcção e sentido das forças. A tensão e a deformação máximas situaram-se na zona intermédia do braço retentivo. O gancho de cromo-cobalto apresenta os valores mais elevados de tensão e deformação na zona inicial do braço retentivo. O gancho de resina acetálica apenas suportou forças de desinserção inferiores a 2,3N e 1,6N (em compressão vertical e tracção horizontal, respectivamente), enquanto que o de Cromo-Cobalto suporta forças até 16,3N.

### **Conclusões**

A tecnologia utilizada permitiu a realização de ensaios mecânicos numéricos em elementos retentivos de prótese parcial removível. Para as mesmas dimensões, o gancho de cromo-cobalto apresentou propriedades mecânicas superiores ao gancho de resina acetálica. Para que esta possa ser utilizada com maior segurança, os nossos resultados sugerem um aumento do volume na face interna da zona intermédia do braço retentivo.

**Palavras-chave:** Prótese parcial removível, gancho circunferencial, resina acetálica, Co-Cr, estética, desenho assistido por computador, método dos elementos finitos.

## **ABSTRACT**

### **Introduction**

The acetal resin clasps on anterior abutment teeth allow the improvement of the aesthetics of removable partial dentures. The main objective of this study was to obtain the distribution of equivalent maximum elastic deformation and stress of von Mises on the acetal resin and cobalt-chromium circumferential clasps.

### **Material and methods**

A working model and a metal removable partial denture with a Chromium-Cobalt circumferential clasp was scanned by CAD-CAM Zirconzahn® system. The produced file was exported to Solidworks® software to check the shape of the circumferential clasp in the 23 tooth, and subsequently exported to the Abaqus® program to create a finite element mesh in the structure. On this mesh unit loads of different directions and senses were simulated in the third terminal of the retentive arm clasp, for different materials: acetal resin and cobalt-chromium.

### **Results**

For the same dimensions as the clasp was verified that the stress values in a horizontal traction were higher than the vertical traction. The acetal resin clasp displayed higher deformation values than the cobalt chromium in any direction and sense of forces. The maximum stress and strain, stood in the middle area of the retentive arm. The cobalt chromium clasp displayed the highest stress and strain values in the initial part of the retentive arm. The acetal resin clasp only tolerated removal forces less than 2.3 N and 1.6 N (in vertical compression and horizontal traction, respectively), whereas cobalt chromium tolerated forces up to 16.3 N.

### **Conclusion**

The technology used allowed the performance of numerical elements retentive mechanical tests in removable partial denture elements. For the same dimensions, the cobalt chromium clasp presented superior mechanical properties than acetal resin clasp. So that it can be used more safely, our results suggest an increasing volume on the inner side of the middle area of the retentive arm.

**Key-words:** Removable partial denture, circumferential clasp, acetal resin, Co-Cr, esthetics, computer-aided design, finite element method.

## INTRODUÇÃO

A prótese parcial removível (PPR) constitui uma opção de tratamento efetiva e economicamente acessível para a desdentação parcial.(1-4) Um fator importante a considerar na construção de uma PPR é a estética da mesma, pois a visualização de ganchos metálicos em pré-molares superiores ou em dentes do sector anterior maxilar são sempre uma manifestação de preocupação dos pacientes.(2, 4-8)

Uma PPR esteticamente aceitável, sem que seja possível visualizar os ganchos convencionais quando o paciente sorri ou fala, representa um desafio para o Médico Dentista de um ponto de vista biomecânico do desenho da prótese.(2, 4, 6, 7, 9) Vários métodos têm sido usados para ultrapassar este dilema, sendo um deles o uso de ganchos estéticos, executados em resina acetálica, o qual permite uma melhor harmonia entre a cor do gancho e a cor do dente pilar, ou da gengiva envolvente.(1, 2, 4-11)

O polioximetileno (POM), também conhecido como resina acetálica, tem sido usado como material alternativo de produção dos ganchos dentários desde 1986.(4-7) As resinas acetálicas são formadas pela polimerização do formaldeído, cujo homopolímero, polioximetileno, consiste numa cadeia alternada de grupos metil ligados a uma molécula de oxigénio.(1, 2, 4-7, 10) É biocompatível, logo é considerado seguro para pacientes alérgicos às ligas de cromo-cobalto, utilizadas nos ganchos convencionais.(4-7, 10, 11) Devido ao seu baixo módulo de elasticidade, tem uma flexibilidade superior quando comparada com as ligas de cromo-cobalto.(2, 4, 9) A resiliência suficientemente elevada e o seu módulo de elasticidade permitem o seu uso no fabrico de ganchos retentivos, conectores e elementos de suporte das PPR.(2, 4-7, 9, 10, 12)

As PPR estão sujeitas a movimentos devido às cargas funcionais, os quais induzem tensões e deslocamentos da estrutura do esqueleto protético. Os retentores diretos têm a função de controlar esses possíveis movimentos.(3) Os braços de um gancho retentivo devem ser flexíveis ao mesmo tempo que retêm a PPR satisfatoriamente. Além disso, os ganchos não devem causar tensões indevidas aos dentes pilares ou sofrerem deformação enquanto cumprem a sua função.(2)

A análise de tensões em ganchos de PPR é complicada devido à sua geometria complexa, sendo que a literatura revela que o método dos elementos finitos (MEF) é uma das técnicas indicadas na análise dos componentes de uma PPR.(3, 12-14) O MEF consiste num método matemático discreto, a partir do qual um meio contínuo é subdividido em pequenos elementos (elementos finitos) cujas propriedades são exactamente as mesmas do modelo original. Esses mesmos elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos, de modo a que seja possível efectuar uma análise numérica de tensões.(12, 13, 15)

Quanto mais elementos forem utilizados, mais representativo será o modelo e mais precisa será a análise. Este método tem como vantagens permitir modelar matematicamente estruturas complexas como os dentes e as estruturas protéticas, simular a aplicação de cargas e obter informações sobre as tensões e os deslocamentos que se geram na estrutura em análise.(13, 15)

A aplicação da tecnologia CAD-CAM (computer-aided-design / computer-aided-manufacturing) veio possibilitar novas metodologias de investigação na biomecânica das reabilitações orais. Actualmente já existe tecnologia que permite a digitalização intra ou extra-oral (de tecidos duros, moles ou componentes protéticos), desenho de estruturas protéticas em sistemas computadorizados e posterior maquinaria dos mesmos. A inter-ligação entre estas tecnologias e as existentes no domínio da Engenharia permite-nos, de uma forma mais precisa, estudar e optimizar o desenho dessas estruturas protéticas através de análises numéricas de tensões e deformações em sistemas informáticos.(15)

O objetivo principal deste estudo é simular a aplicação de cargas estáticas de tracção e compressão, verticais e horizontais, numa malha de elementos finitos de um gancho de resina acetálica e de um gancho de Cr-Co (Cromo-cobalto), cuja PPR foi digitalizada por sistema CAD-CAM, e o desenho assistido por computador, para a obtenção de uma distribuição de deformação elástica e de tensões máximas ao longo da estrutura protética. Um outro objectivo é a aplicação e a verificação do método dos elementos finitos como técnica indicada para a predição de tensões e deformações em ganchos de PPR.

## MATERIAIS E MÉTODOS

### Digitalização do modelo de trabalho e estrutura protética

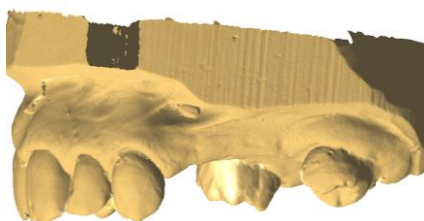
De uma amostra de trabalhos de PPR de um Laboratório de Prótese Dentária (DentalMaia, Castelo da Maia, Portugal) foi seleccionado um esqueleto de uma prótese parcial removível esquelética em Cr-Co com um gancho circunferencial no dente 23, visível no sorriso do paciente de acordo com informações transmitidas do Laboratório.

Esse esqueleto protético e o respectivo modelo de trabalho foram digitalizados no sistema CAD-CAM Zirconzahn®, disponível no referido Laboratório (Figura 1). Todos os limites da PPR foram digitalizados nas três dimensões do espaço, com uma câmara CCD (*Charge-coupled device*) e uma relação 1:1, e convertidos num ficheiro digital de imagem 3D com extensão .STL.

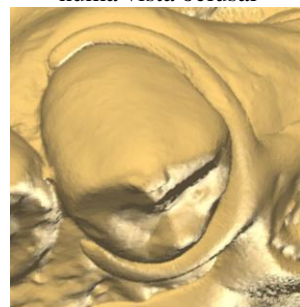
Modelo de trabalho numa vista oclusal



Modelo de trabalho numa vista lateral



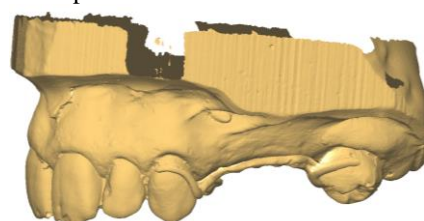
Pormenor do gancho circunferencial no dente 23 numa vista oclusal



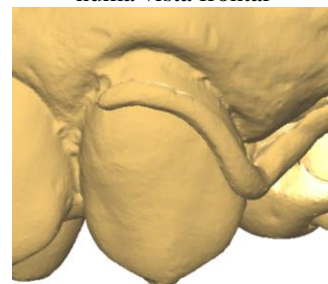
Modelo de trabalho e estrutura protética numa vista oclusal



Modelo de trabalho e estrutura protética numa vista lateral

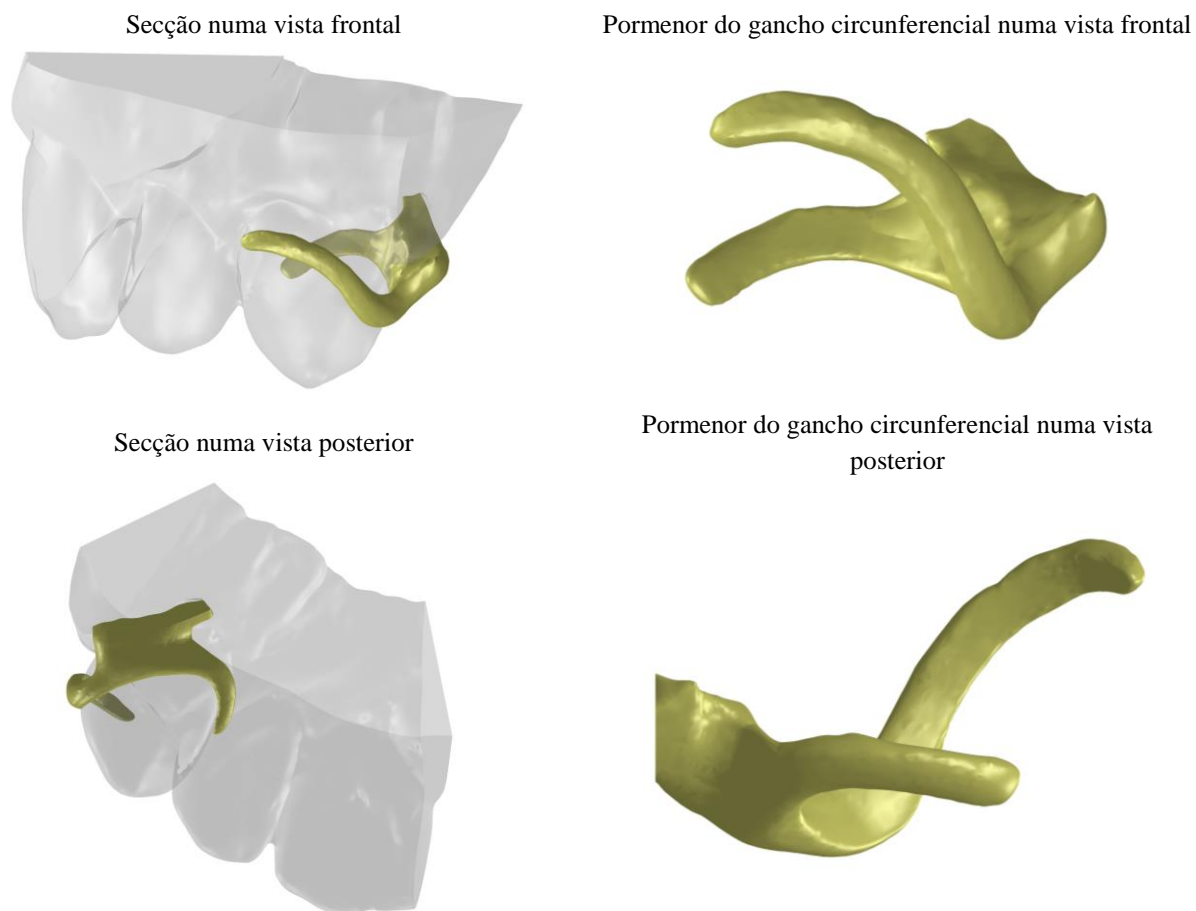


Pormenor do gancho circunferencial no dente 23 numa vista frontal



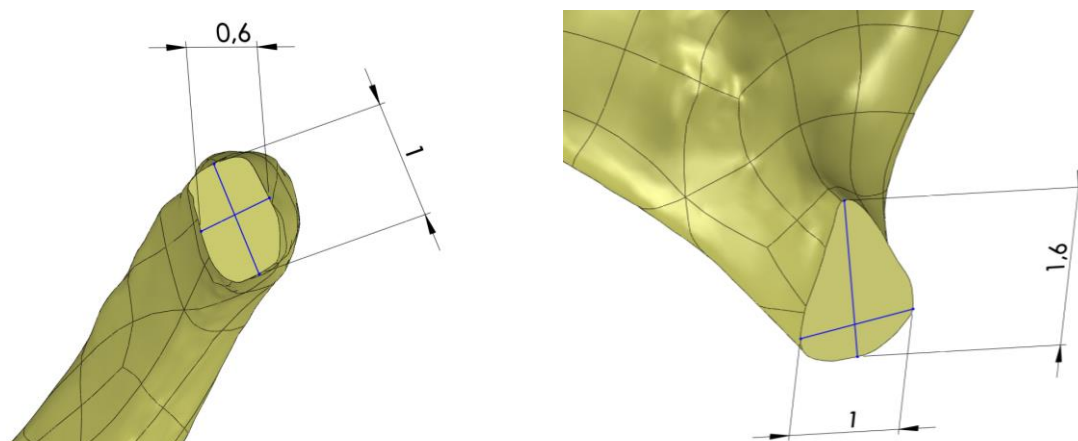
**Figura 1** - Modelo de trabalho e estrutura protética digitalizado no sistema CAD-CAM Zirconzahn®.

Na imagem 3D do esqueleto protético foi seleccionada uma secção que envolvia o dente 23 e o respectivo elemento protético. Esse ficheiro .STL foi exportado para o programa informático Solidworks® disponível no Laboratório de Óptica e Mecânica Experimental da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (LOME-FEUP) onde foi verificado o desenho e gerado um sólido 3D (Figura 2).



**Figura 2** - Sólido 3D da secção do esqueleto protético gerado pelo programa informático Solidworks®.

O braço retentivo do gancho foi seccionado transversalmente no seu terço terminal e no seu terço inicial. Na Figura 3 é possível verificar as medidas, em milímetros, do eixo maior e do eixo menor dos cortes transversais efectuados.



**Figura 3** - Gancho circumferencial em corte transversal no seu terço terminal (esq.) e no seu terço inicial (dir.).

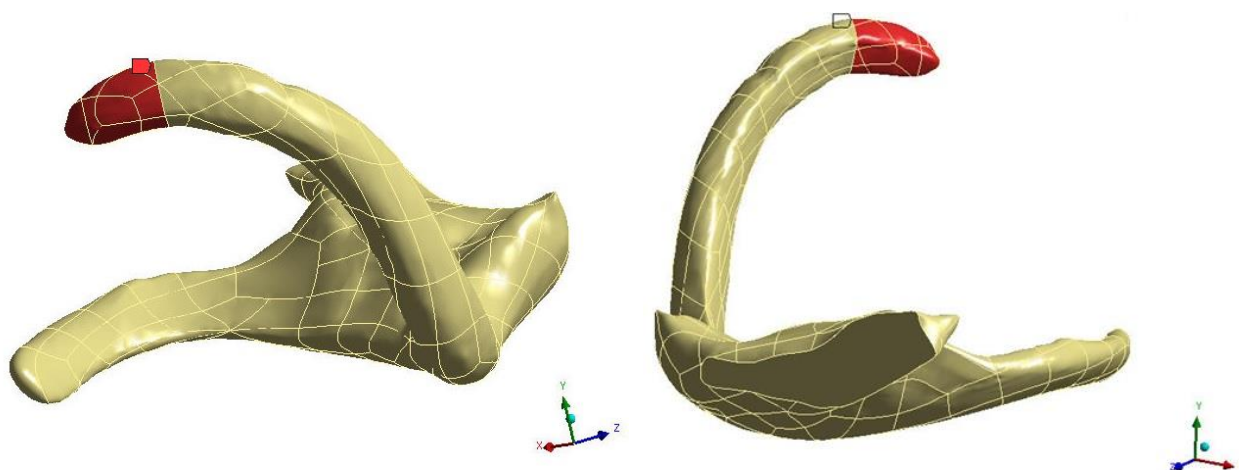
## Geração da malha de elementos finitos e ensaios realizados

O ficheiro gerado em Solidworks® foi posteriormente exportado para o programa informático de análise de elementos finitos Abaqus®, também disponível no LOME-FEUP. Nesse programa foi gerada uma malha de elementos finitos na estrutura protética com 2159 elementos tetraédricos e 4249 nós. De forma a estudar o comportamento do gancho foi introduzida no programa informático a densidade, o módulo de Young e o Coeficiente de Poisson de uma liga de Cr-Co e de resina acetálica (polioximetileno)(2, 12) (Tabela I), e foram comparadas as tensões e as deformações geradas no referido elemento.

**Tabela I** - Propriedades de uma Liga de Cr-Co e do Polioximetileno introduzidas no Abaqus®.

Propriedades	Liga de Cr-Co	Polioximetileno
Densidade	8800 Kg m <sup>-3</sup>	1410 Kg m <sup>-3</sup>
Módulo de Young	220 GPa	2,7 GPa
Coeficiente de Poisson	0,3	0,2

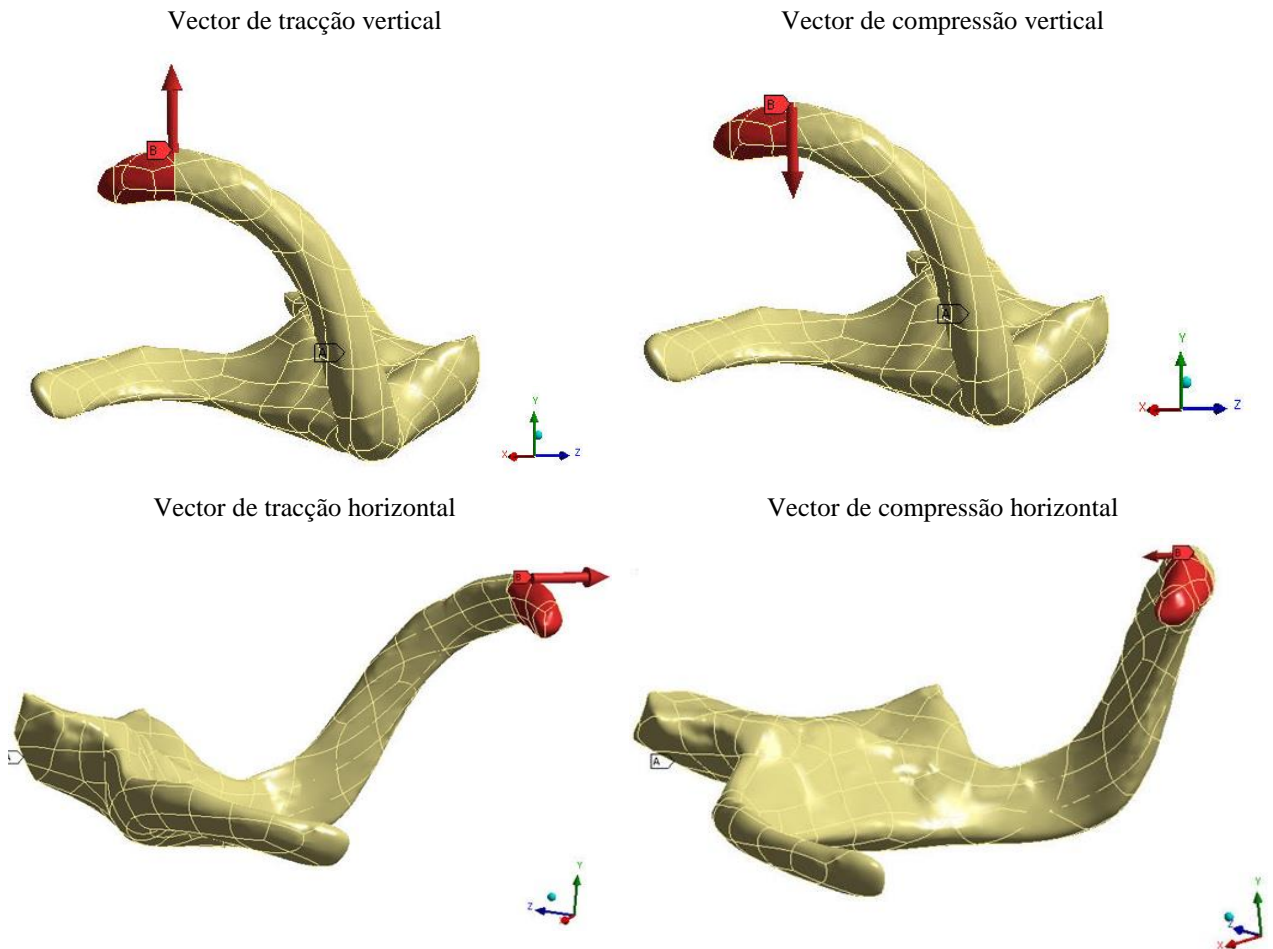
Nessa malha de elementos finitos foram simuladas diferentes aplicações de carga unitárias (1N), cujo ponto de aplicação foi o terço terminal do braço retentivo do gancho circunferencial (Figura 4).



**Figura 4** - Ponto de aplicação das cargas unitárias: terço terminal do braço retentivo do gancho circunferencial. Vista anterior (esq.) e posterior (dir.).

Os vectores de aplicação das cargas (Figura 5) foram os seguintes:

- força de tracção vertical;
- força de compressão vertical;
- força de tracção horizontal;
- força de compressão horizontal.



**Figura 5** - Vectores de aplicação das cargas.

A aplicação destas cargas no terço terminal do braço retentivo do gancho circunferencial permitiu obter diferentes resultados nas simulações efectuadas, traduzidos numa escala de valores de tensões e deformações elásticas equivalentes de von Mises.

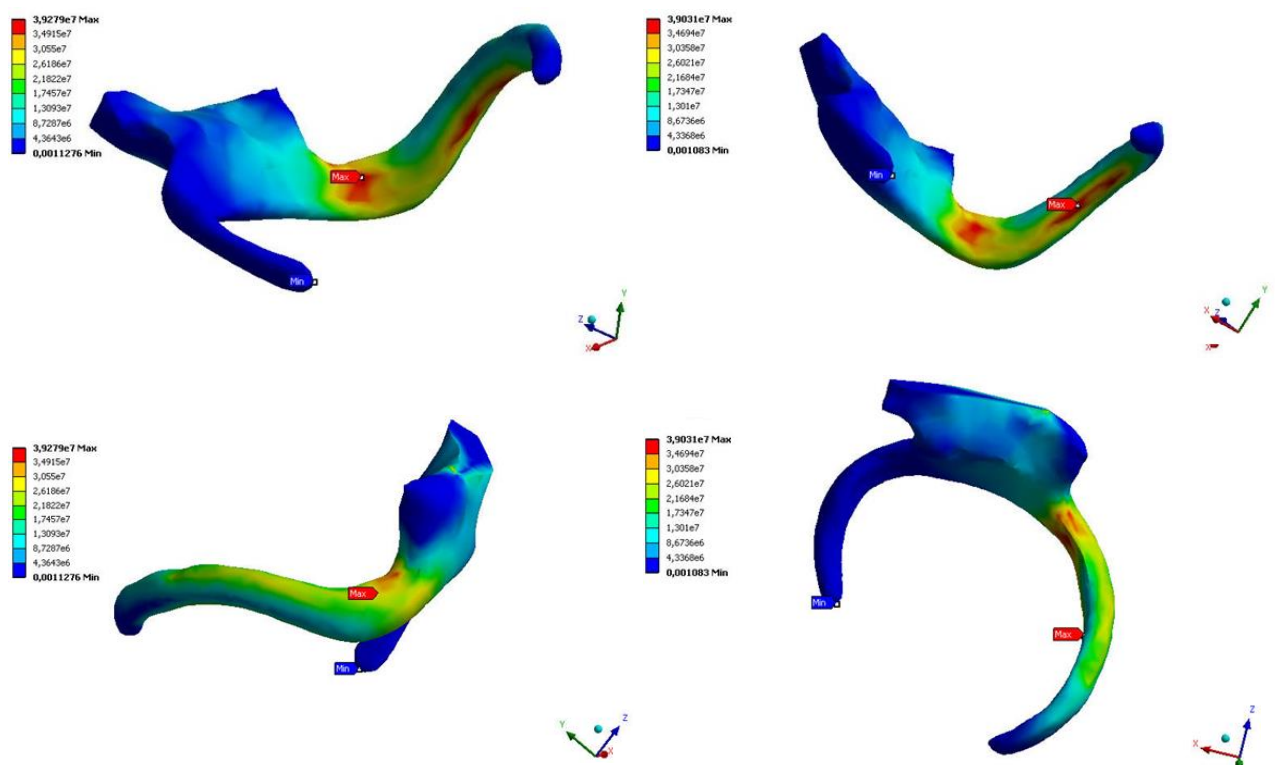


## RESULTADOS

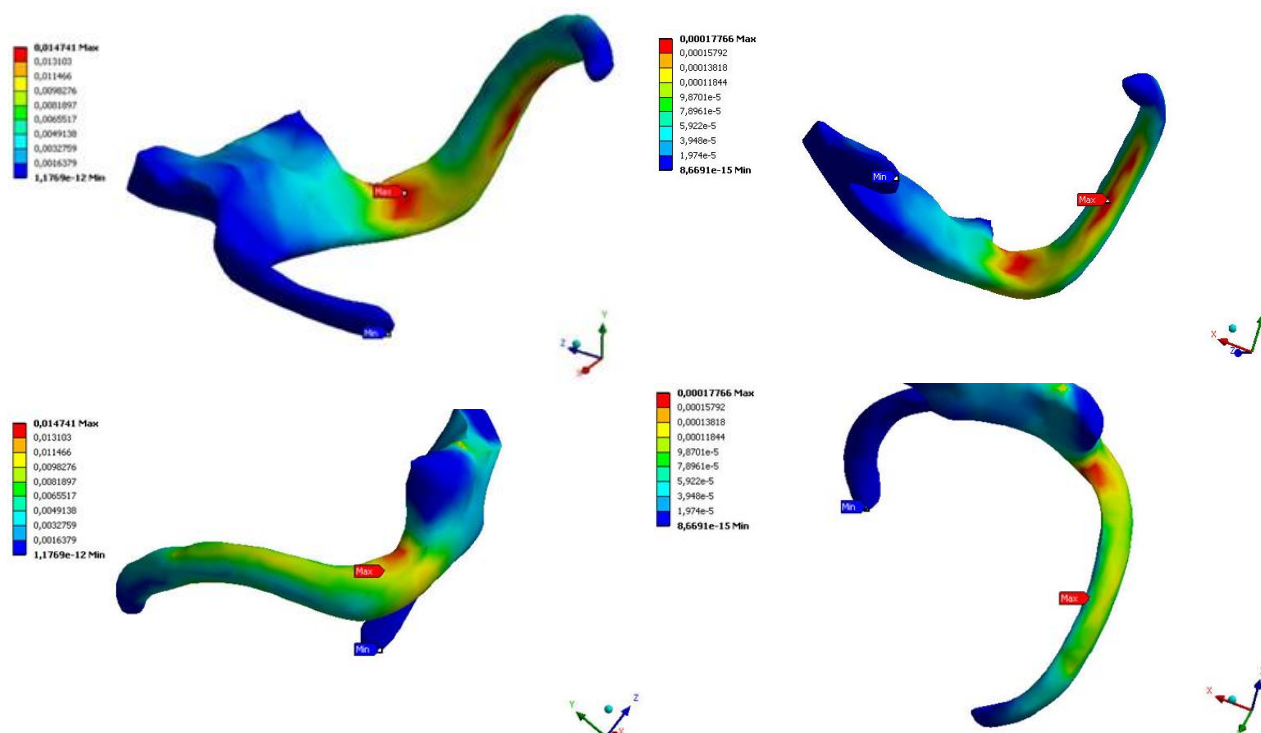
As tensões e deformações elásticas equivalentes de von Mises geradas no programa informático Abaqus® foram calculadas numericamente e dispostas graficamente (Gráfico 1-8). Os Gráficos 1 e 2 representam os resultados segundo uma força de tracção vertical, o Gráfico 3 e 4 segundo uma força de compressão vertical, o Gráfico 5 e 6 segundo uma força de tracção horizontal e o Gráfico 7 e 8 segundo uma força de compressão horizontal.

Estas imagens permitem visualizar a distribuição das tensões/deformações plásticas geradas no gancho circunferencial por um sistema de cores (vermelho, laranja, amarelo, verde e azul), sendo que o vermelho corresponde à tensão/deformação elástica máxima e o azul-escuro à tensão/deformação elástica mínima. A tensão e a deformação elástica apresentam-se segundo o SI (Sistema Internacional), Pa e m/m, respectivamente.

### Distribuição das tensões e deformações elásticas geradas no gancho de POM e Cr-CO, segundo uma força de tracção vertical

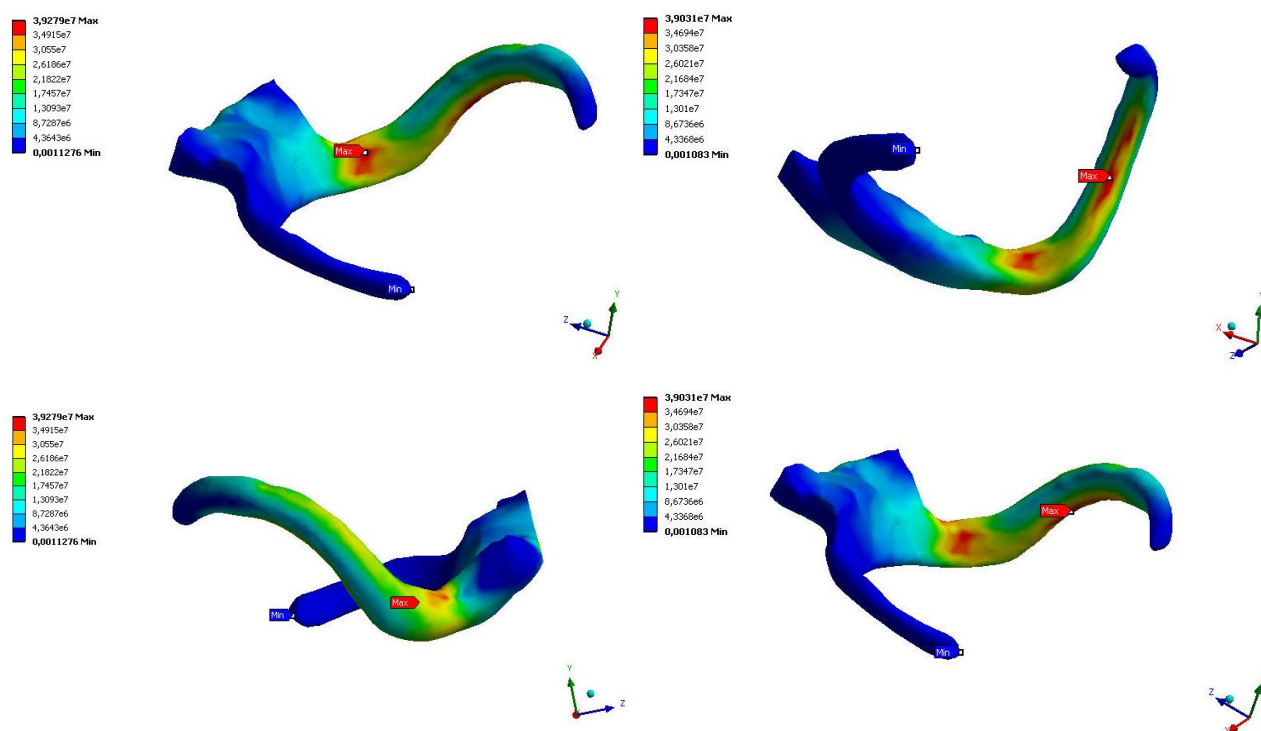


**Gráfico 1-** Comparação da distribuição das tensões geradas no gancho de POM (esq.) e Cr-Co (dir.), segundo uma força de tracção vertical.

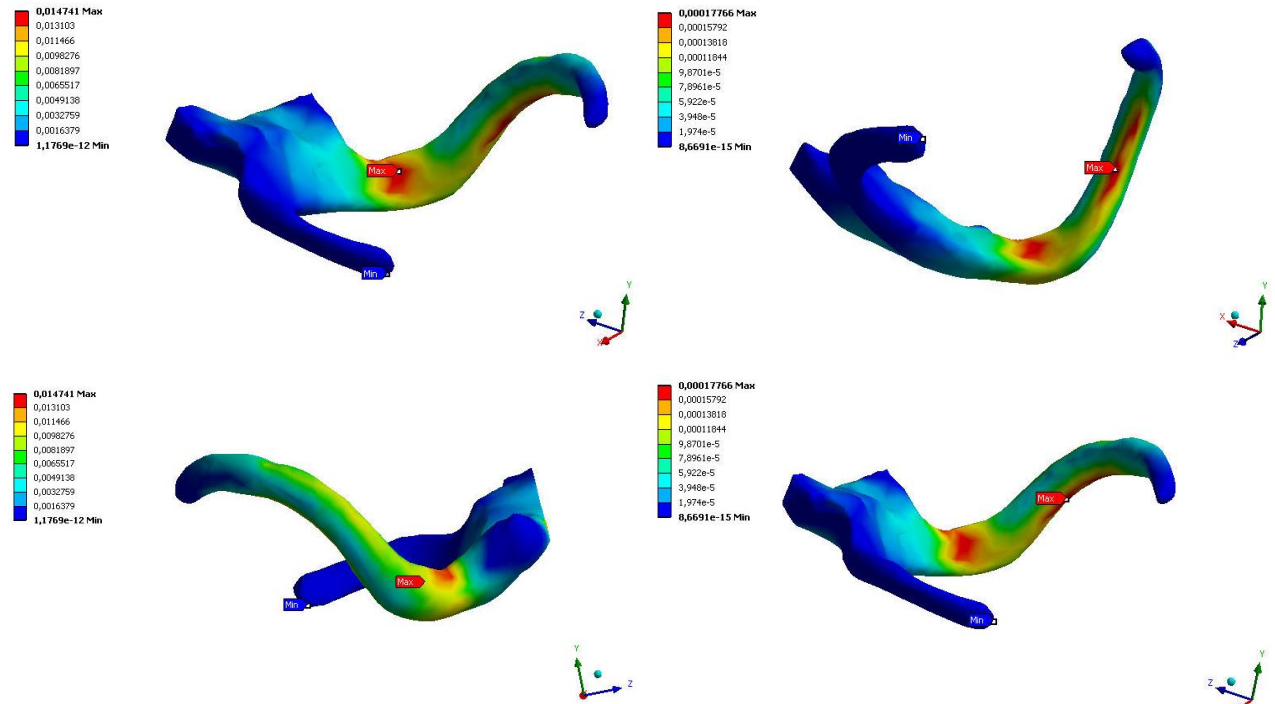


**Gráfico 2** - Comparação da distribuição das deformações elásticas geradas no gancho de POM (esq.) e Cr-Co (dir.), segundo uma força de tracção vertical.

### Distribuição das tensões e deformações elásticas geradas no gancho de POM e Cr-CO, segundo uma força de compressão vertical



**Gráfico 3** - Comparação da distribuição das tensões geradas no gancho de POM (esq.) e Cr-Co (dir.), segundo uma força de compressão vertical.

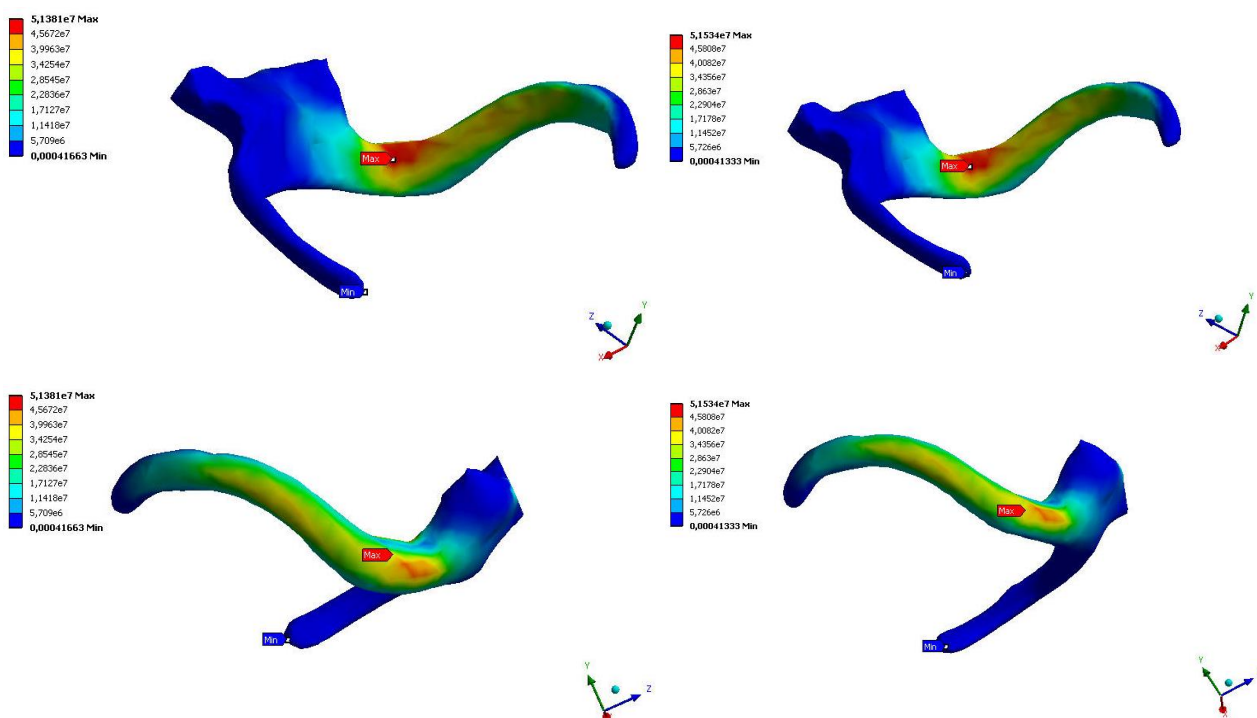


**Gráfico 4** - Comparação da distribuição das deformações elásticas geradas no gancho de POM (esq.) e Cr-Co (dir.), segundo uma força de compressão vertical.

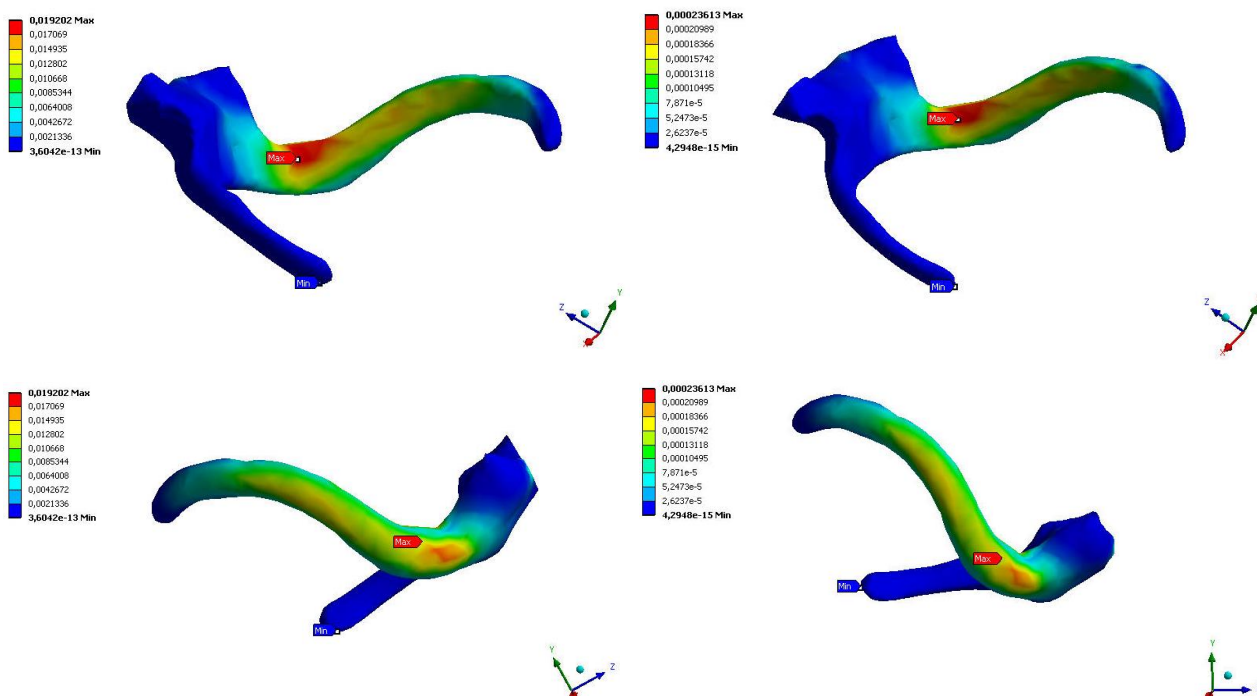
Segundo uma carga estática de 1N de tracção vertical e de compressão vertical, a tensão máxima ( $3,9279 \times 10^7$  Pa) gerada num gancho de POM é exercida na face interna da zona inicial do braço retentivo, a qual o liga ao conector menor, e a tensão mínima ( $0,0011276$  Pa) na zona terminal do braço recíproco. A tensão máxima ( $3,9031 \times 10^7$  Pa) gerada num gancho de Cr-Co é exercida na face interna da zona intermédia do braço retentivo e a tensão mínima ( $0,001083$  Pa) na zona terminal do braço recíproco.

Segundo uma carga estática de 1N de tracção vertical e de compressão vertical, a deformação elástica máxima ( $0,014741$  m/m) gerada num gancho de POM é exercida na face interna da zona inicial do braço retentivo, a qual o liga ao conector menor, e a deformação elástica mínima ( $1,1769 \times 10^{-12}$  m/m) na zona terminal do braço recíproco. A deformação elástica máxima ( $0,00017766$  m/m) gerada num gancho de Cr-Co é exercida na face interna da zona intermédia do braço retentivo e a deformação elástica mínima ( $8,6691 \times 10^{-15}$  m/m) na zona terminal do braço recíproco.

## Distribuição das tensões e deformações elásticas geradas no gancho de POM e Cr-CO, segundo uma força de tracção horizontal

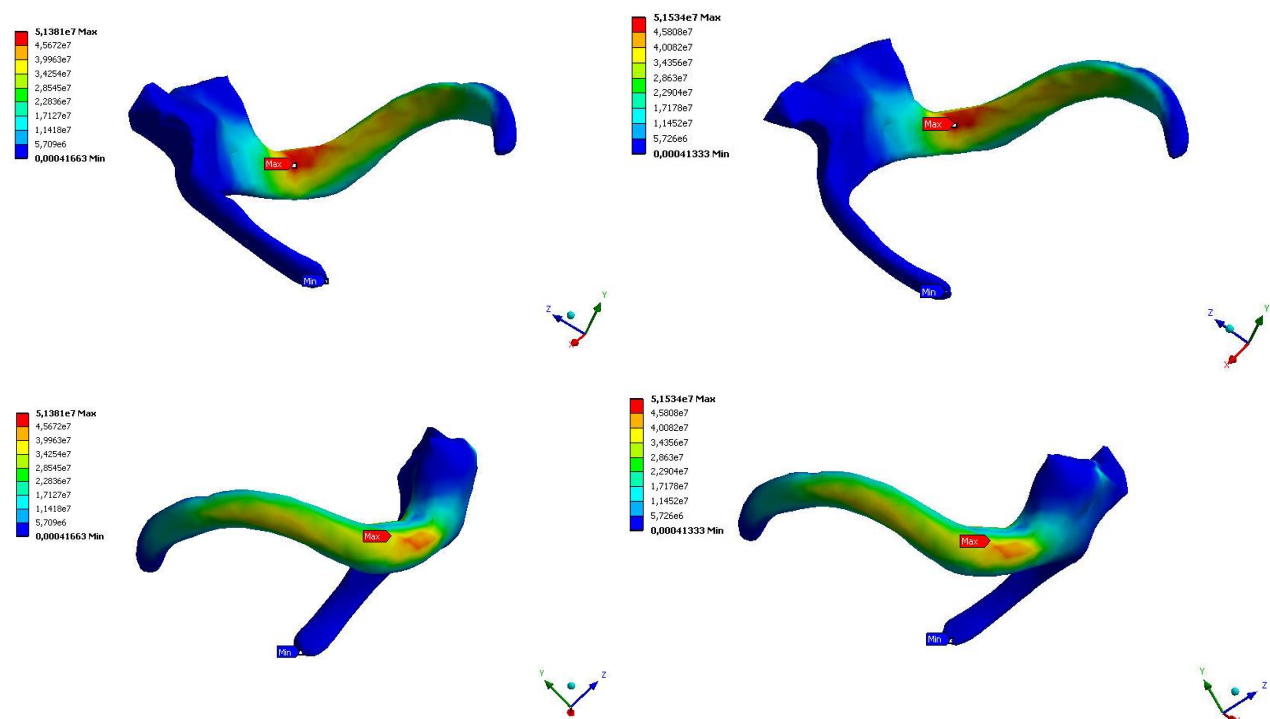


**Gráfico 5** - Comparação da distribuição das tensões geradas no gancho de POM (esq.) e Cr-Co (dir.), segundo uma força de tracção horizontal.

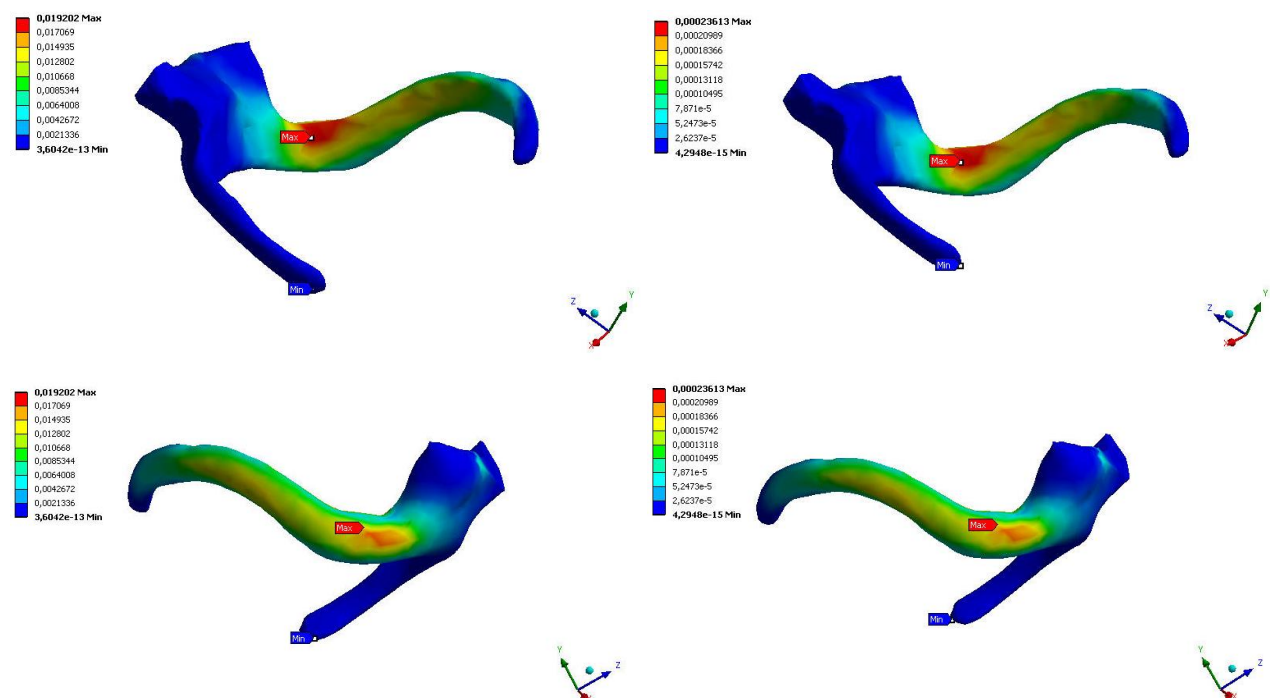


**Gráfico 6** - Comparação da distribuição das deformações elásticas geradas no gancho de POM (esq.) e Cr-Co (dir.), segundo uma força de tracção horizontal.

## Distribuição das tensões e deformações elásticas geradas no gancho de POM e Cr-CO, segundo uma força de compressão horizontal



**Gráfico 7** - Comparação da distribuição das tensões geradas no gancho de POM (esq.) e Cr-Co (dir.), segundo uma força de compressão horizontal.



**Gráfico 8** - Comparação da distribuição das deformações elásticas geradas no gancho de POM (esq.) e Cr-Co (dir.), segundo uma força de compressão horizontal.

Segundo uma carga estática de 1N de tracção horizontal e de compressão horizontal, a tensão máxima ( $5,1381e7$  Pa) gerada num gancho de POM é exercida na face interna da zona inicial do braço retentivo, a qual o liga ao conector menor, e a tensão mínima ( $0,00041663$  Pa) na zona terminal do braço recíproco. A tensão máxima ( $5,1534e7$  Pa) gerada num gancho de Cr-Co é exercida na face interna da zona inicial do braço retentivo e a tensão mínima ( $0,00041333$  Pa) na zona terminal do braço recíproco.

Segundo uma carga estática de 1N de tracção horizontal e de compressão horizontal, a deformação elástica máxima ( $0,019202$  m/m) gerada num gancho de POM é exercida na face interna da zona inicial do braço retentivo, a qual o liga ao conector menor, e a deformação elástica mínima ( $3,6042e^{-13}$  m/m) na zona terminal do braço recíproco. A deformação elástica máxima ( $0,00023613$  m/m) gerada num gancho de Cr-Co é exercida na face interna da zona inicial do braço retentivo e a deformação elástica mínima ( $4,2948e^{-15}$  m/m) na zona terminal do braço recíproco.

### **Comparação das tensões máximas geradas na desinserção da PPR, segundo forças de compressão verticais e tracção horizontais, entre o gancho de POM e de Cr-CO**

Se compararmos os valores de tensões máximas equivalentes de von Mises obtidos com o valor de tensão limite dos materiais em análise (Tabela II), verificamos a resistência às forças na desinserção da prótese parcial removível. A desinserção da PPR pode-se fazer de acordo com forças de compressão vertical e tracção horizontal. Para um gancho em que o terço terminal do braço retentivo tem 1 mm de comprimento do seu eixo maior em corte transversal, o intervalo de forças de desinserção da PPR para o POM e Co-Cr encontra-se na Tabela II.

**Tabela II** - Intervalo de forças necessárias para a desinserção de uma PPR com gancho de POM e Cr-Co e tensão limite do material de fabrico do respectivo gancho.

	<b>Intervalo de forças de desinserção de PPR<sup>a</sup></b>	<b>Tensão limite dos materiais</b>
<b>POM</b>	1,2 - 3,1 N	$8,7e7$ Pa <sup>b</sup>
<b>Cr-Co</b>	11,3 – 16,3 N	$8,8e8$ Pa <sup>c</sup>

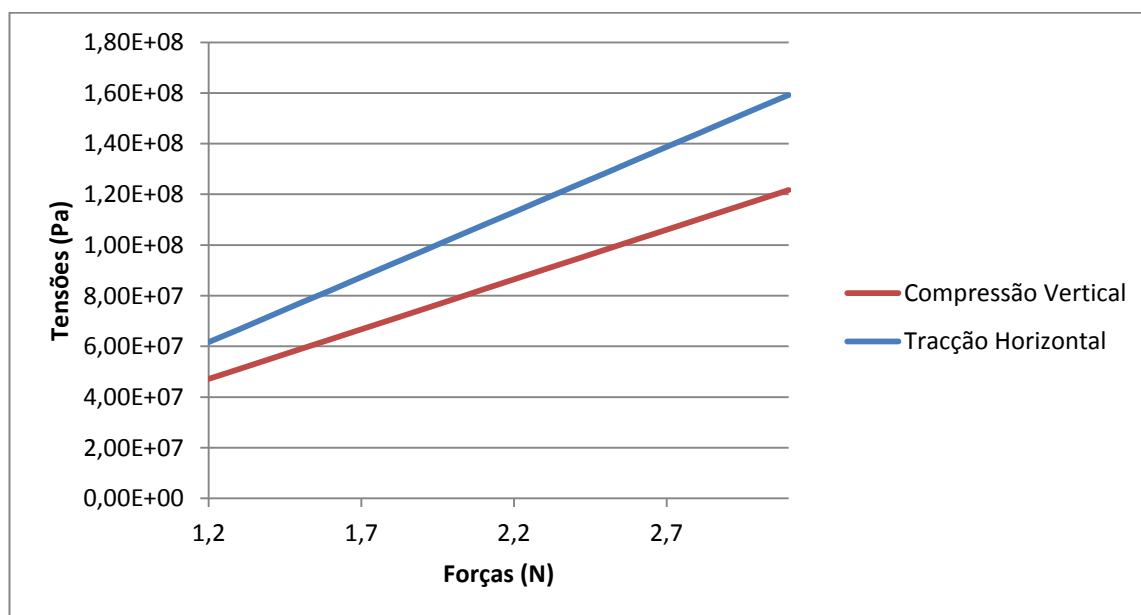
<sup>a,c</sup>De acordo com Tannous et al.(2)

<sup>b</sup> De acordo com Scepanovic et al.(12)



**Tabela III** - Comparação das tensões máximas geradas no gancho de POM na desinserção da PPR entre forças de compressão verticais e tracção horizontais.

Forças (N)	Tensão máxima na compressão vertical (Pa)	Tensão máxima na tracção horizontal (Pa)
1,2	4,71E+07	6,17E+07
1,3	5,11E+07	6,68E+07
1,4	5,50E+07	7,19E+07
1,5	5,89E+07	7,71E+07
1,6	6,28E+07	8,22E+07
1,7	6,68E+07	8,73E+07
1,8	7,07E+07	9,25E+07
1,9	7,46E+07	9,76E+07
2	7,86E+07	1,03E+08
2,1	8,25E+07	1,08E+08
2,2	8,64E+07	1,13E+08
2,3	9,03E+07	1,18E+08
2,4	9,43E+07	1,23E+08
2,5	9,82E+07	1,28E+08
2,6	1,02E+08	1,34E+08
2,7	1,06E+08	1,39E+08
2,8	1,10E+08	1,44E+08
2,9	1,14E+08	1,49E+08
3	1,18E+08	1,54E+08
3,1	1,22E+08	1,59E+08

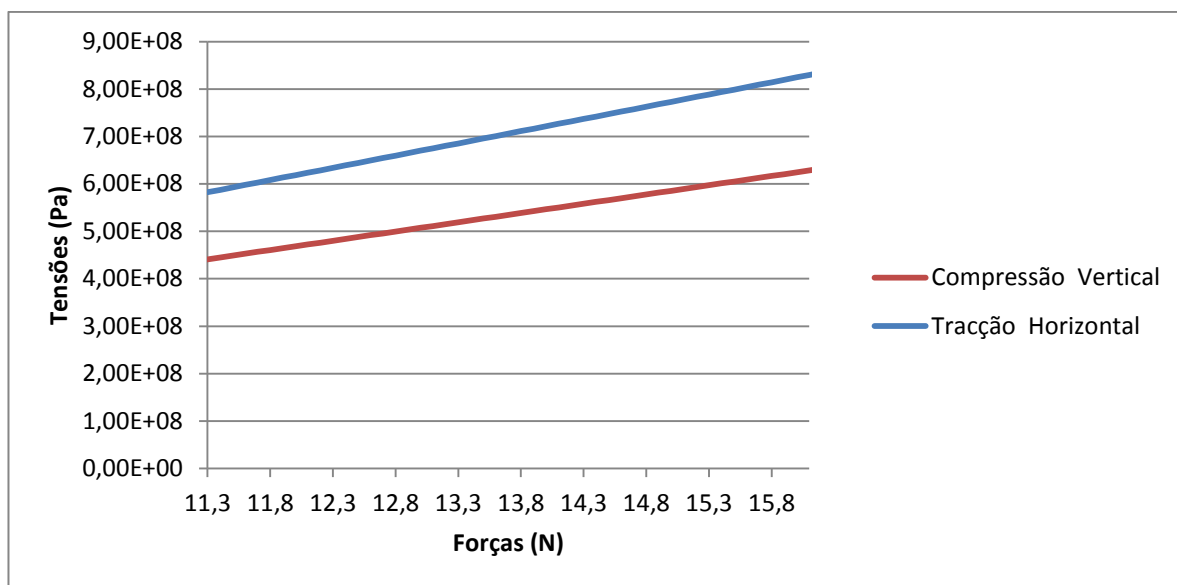


**Gráfico 9**- Comparação das tensões máximas geradas no gancho de POM na desinserção da PPR entre forças de compressão verticais e tracção horizontais.

**Tabela IV** - Comparação das tensões máximas geradas no gancho de Cr-Co na desinserção da PPR entre forças de compressão verticais e tracção horizontais.

Forças (N)	Tensão máxima na compressão vertical (Pa)	Tensão máxima na tracção horizontal (Pa)
11,3	4,41E+08	5,82E+08
11,4	4,45E+08	5,87E+08
11,5	4,49E+08	5,93E+08
11,6	4,53E+08	5,98E+08
11,7	4,57E+08	6,03E+08
11,8	4,61E+08	6,08E+08
11,9	4,64E+08	6,13E+08
12	4,68E+08	6,18E+08
12,1	4,72E+08	6,24E+08
12,2	4,76E+08	6,29E+08
12,3	4,80E+08	6,34E+08
12,4	4,84E+08	6,39E+08
12,5	4,88E+08	6,44E+08
12,6	4,92E+08	6,49E+08
12,7	4,96E+08	6,54E+08
12,8	5,00E+08	6,60E+08
12,9	5,03E+08	6,65E+08
13	5,07E+08	6,70E+08
13,1	5,11E+08	6,75E+08
13,2	5,15E+08	6,80E+08
13,3	5,19E+08	6,85E+08
13,4	5,23E+08	6,91E+08
13,5	5,27E+08	6,96E+08
13,6	5,31E+08	7,01E+08
13,7	5,35E+08	7,06E+08
13,8	5,39E+08	7,11E+08
13,9	5,43E+08	7,16E+08
14	5,46E+08	7,21E+08
14,1	5,50E+08	7,27E+08
14,2	5,54E+08	7,32E+08
14,3	5,58E+08	7,37E+08
14,4	5,62E+08	7,42E+08
14,5	5,66E+08	7,47E+08
14,6	5,70E+08	7,52E+08
14,7	5,74E+08	7,58E+08
14,8	5,78E+08	7,63E+08
14,9	5,82E+08	7,68E+08
15	5,85E+08	7,73E+08
15,1	5,89E+08	7,78E+08
15,2	5,93E+08	7,83E+08
15,3	5,97E+08	7,88E+08
15,4	6,01E+08	7,94E+08
15,5	6,05E+08	7,99E+08
15,6	6,09E+08	8,04E+08
15,7	6,13E+08	8,09E+08
15,8	6,17E+08	8,14E+08
15,9	6,21E+08	8,19E+08
16	6,24E+08	8,25E+08
16,1	6,28E+08	8,30E+08
16,2	6,32E+08	8,35E+08
16,3	6,36E+08	8,40E+08





**Gráfico 10** - Comparação das tensões máximas geradas no gancho de Cr-Co na desinserção da PPR entre forças de compressão verticais e tracção horizontais.

Quando ao gancho de POM se aplica uma força de desinserção mínima de 1,2N, a tensão máxima gerada segundo uma carga de compressão vertical e tracção horizontal é  $4,71 \times 10^7$  Pa e  $6,17 \times 10^7$  Pa, respectivamente. Se a força de desinserção for máxima, 3,1N, a tensão máxima gerada segundo uma carga de compressão vertical e tracção horizontal é  $1,22 \times 10^8$  Pa e  $1,59 \times 10^8$  Pa, respectivamente.

Quando ao gancho de Cr-Co se aplica uma força de desinserção mínima de 11,3N, a tensão máxima gerada segundo uma carga de compressão vertical e tracção horizontal é  $4,41 \times 10^8$  Pa e  $5,82 \times 10^8$  Pa, respectivamente. Se a força de desinserção for máxima, 16,3N, a tensão máxima gerada segundo uma carga de compressão vertical e tracção horizontal é  $6,36 \times 10^8$  Pa e  $8,4 \times 10^8$  Pa, respectivamente.

## DISCUSSÃO

A resina acetálica é um dos materiais utilizados no fabrico de ganchos circunferenciais devido ao seu comportamento elástico. O seu módulo de elasticidade baixo possibilita a adaptação do gancho ao dente pilar numa posição mais gengival, conferindo maior estética, ao contrário dos ganchos de Cr-Co, cujo desenho e construção necessita de ser numa posição mais incisal/oclusal. Além destas características, a resina acetálica está disponível em diferentes cores, semelhantes à cor do dente ou à da gengiva do paciente, escolhida segundo uma escala de cores Vita, o que não se verifica nos ganchos de Cr-Co que possuem uma cor metalizada.(4-6, 8, 10, 12)

A investigação médico dentária realizada consistiu num estudo piloto para averiguar a validade do uso do MEF como uma técnica para a predição de tensões e deformações num gancho de uma PPR cujo material é o POM, segundo cargas de diferentes direcções e sentidos. Além de estudarmos o comportamento mecânico de um gancho de POM, estudamos também o comportamento de um gancho de Cr-Co de modo a comparar as propriedades mecânicas de ambos. Embora as propriedades mecânicas de uma variedade de materiais usados nos ganchos das PPR tenham sido analisadas em diversos estudos, existe pouca investigação publicada na literatura de Medicina Dentária acerca do comportamento mecânico dos ganchos em resinas acetálicas.(2, 5, 10) Além disso, a maior parte dos estudos analisam apenas a distribuição das tensões geradas no gancho da PPR. Contudo, a análise das deformações permite compreender a biomecânicas protética devido ao facto de mostrar os deslocamentos que ocorrem a uma escala ampliada. De acordo com este último ponto, o estudo de Sandu et al. (3) tinha como objectivos avaliar a distribuição das tensões e deformações geradas em diferentes ganchos de Cr-Co usando o MEF. Mahmoud et al. (14) investigaram e compararam o comportamento mecânico de três tipos de ligas usadas no fabrico de ganchos, Cr-Co, Ouro e Titânio.

No estudo efectuado, as tensões geradas segundo uma força de tracção horizontal são superiores às verificadas segundo uma força de tracção vertical, em ambos os materiais de fabrico do gancho. Isto deve-se ao facto de o gancho ter sido desenhado e construído de forma a o seu eixo vertical ser superior ao seu eixo horizontal, pelo que o gancho suporta valores de tensão de direcção vertical do que horizontal.

Baseado em dados obtidos nesta investigação, os ganchos circunferenciais de POM revelaram propriedades mecânicas inferiores às de Cr-Co em virtude de que, para uma força de igual intensidade e direcção, o gancho de POM sofreu maior deformação que o gancho de Cr-Co. Tanto Khan et al.(1) como Wu et al.(16) constataram que os retentores diretos de resina acetálica

sofriam uma deformação significativamente maior em comparação com os retentores de ligas metálicas. No entanto, os dados recolhidos por Arda e Arikan (5) contrariam as afirmações anteriores, na medida em que observaram que os ganchos de resina acetálica, tanto com 1,2 mm como com 2 mm de espessura, se mostraram mais resistentes à deformação do que aos ganchos de Cr-Co, conferindo, assim, vantagens biomecânicas relativamente a estes.

É de salientar que na distribuição das tensões e deformações elásticas geradas no gancho de POM, tanto a tensão como a deformação máxima ocorreu sempre na face interna da zona inicial do braço retentivo, a qual o liga ao conector menor, qualquer que seja a direcção da força exercida. Quando alteramos o material do gancho de POM para Cr-Co, a área de tensão e de deformação máxima alterou-se consoante a direcção da força, sendo a face interna da zona intermédia do braço retentivo para uma força de direcção vertical, de tracção ou de compressão. Para uma força de direcção horizontal, de tracção ou de compressão, a área de tensão e de deformação máxima foi a face interna da zona inicial do braço retentivo. Esta última observação contraria os resultados de Sandu et al.(3), os quais verificaram que o braço recíproco do gancho de Cr-Co foi o local onde se criaram as maiores tensões. Para ambos os ganchos e segundo todas as forças simuladas, a tensão mínima e a deformação mínima ocorreu na zona terminal do braço recíproco.

De acordo com estes resultados parece-nos indicado sugerir que se deve aumentar o volume do gancho na face interna da zona inicial do braço retentivo, de forma a diminuirmos a deformação elástica na face interna da zona inicial do braço retentivo.

Os intervalos de força necessários para desinserir a PPR através do terço terminal do braço retentivo de um gancho de POM (1,2N-3,1N) e de Cr-Co (11,3N-16,3N) foram estabelecidos por Tannous et al. (2) de acordo com um total de 15,000 ciclos de simulação da inserção e desinserção da PPR durante 10 anos, estimando que o paciente efectua 4 ciclos completos por dia. Tal como Tannous et al., também Lekha et al. (4, 7) observou que é necessária uma força inferior para a desinserção de um gancho de POM do que para a de um gancho de Cr-Co.

Comparando a tensão limite do POM e as tensões geradas segundo vectores de aplicação de compressão vertical e tracção horizontal, PPR com ganchos circunferenciais de POM suportaram forças de desinserção de 2,3N e 1,6N, respectivamente. No entanto, quando as forças de desinserção foram superiores a 2,3N na compressão vertical e 1,6N na tracção horizontal, as tensões geradas ultrapassaram o valor de tensão limite do material.

Comparando a tensão limite do Cr-Co e as tensões geradas segundo vectores de aplicação de compressão vertical e tracção horizontal, PPR com ganchos circunferenciais de Cr-Co conseguiram suportar forças de desinserção máximas, 16,3N.

## CONCLUSÃO

De acordo com todos os resultados obtidos nesta experiência, podemos concluir que para que a resina acetálica se torne o material de primeira escolha no fabrico de ganchos circunferencial de PPR com necessidades estéticas, deve-se desenhar o gancho de tal modo que se aumento no volume do gancho na face interna da zona inicial do braço retentivo. Além disso, devem-se efectuar forças de desinserção da PPR abaixo de 2,3N, segundo uma força de compressão vertical e 1,6N de tracção horizontal.

O MEF revelou ser um meio de estudo indicado da biomecânica de ganchos de PPR, além de que permitiu reduzir o tempo de ensaios para aquisição do comportamento mecânico de estruturas protéticas.

A aplicação de programas informáticos habitualmente usados em Engenharia na análise de estruturas utilizadas em Medicina Dentária contribui para a optimização de estruturas protéticas, como os ganchos circunferenciais de PPR, ao identificar as áreas de distribuição das tensões e deformações elásticas máximas, de modo a melhorar a reabilitação protética.

De modo a garantir o sucesso na reabilitação protética de uma forma personalizada para cada paciente, futuras investigações deveriam desenvolver programas informáticos dedicados à análise de tensões e deformações de estruturas, passíveis de serem integrados nos sistemas CAD-CAM de Medicina Dentária.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Khan SB, Geerts GA. Aesthetic clasp design for removable partial dentures: a literature review. *SADJ : journal of the South African Dental Association = tydskrif van die Suid-Afrikaanse Tandheelkundige Vereniging*. 2005 Jun;60(5):190-4.
2. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012 Mar;28(3):273-8.
3. Sandu L, Faur N, Bortun C. Finite element stress analysis and fatigue behavior of cast circumferential clasps. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007 Jan;97(1):39-44.
4. Lekha K, Savitha N, Roseline M, Nadiger R. Acetal resin as an esthetic clasp material. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*. 2012;2(1):11-4.
5. Arda T, Arikan A. An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005 Sep;94(3):267-74.
6. Thomas SA NV. Acetal Resin - a Quantum Leap in Aesthetic Restorative Dentistry. *International Journal of Clinical Dental Science*. 2011 November;2(4):56-9.
7. Taleb FAA EI, El-Sheikh MM, Moula SA. Patient Satisfaction and Radiographysical Evaluation of Acetal Resin Retentive Clasp Arm versus Conventional Clasp on Abutment Teeth in Upper Unilateral Removable Partial Dentures. *Journal of American Science*. 2013;9(5):425-31.
8. de Torres EM, de Siqueira D, II, do Amaral BA, Rodrigues RC, Carreiro Ada F, Ribeiro RF. Effect of acetyl resin retentive arms on the retentive force of circumferential clasps: an in vitro study. *Journal of prosthodontic research*. 2012 Jul;56(3):216-21.
9. Mohamed T, Baraka A, Badawy M. Comparison between acetal resin and cobalt-chromium Removable partial denture clasps: Effect on abutment teeth supporting structures. *International Journal of Prosthodontics & Restorative Dentistry*. 2011;1(3):147-54.
10. Fitton JS, Davies EH, Howlett JA, Pearson GJ. The physical properties of a polyacetal denture resin. *Clinical materials*. 1994;17(3):125-9.
11. Jiao T, Chang T, Caputo AA. Load transfer characteristics of unilateral distal extension removable partial dentures with polyacetal resin supporting components. *Australian dental journal*. 2009 Mar;54(1):31-7.
12. Scepanovic M T-oT, Taic M, Mitrovic R, Todorovic A, Trifkovic B. Finite element analysis in defining the optimal shape and safety factor of retentive clasp arms of removable partial denture. 2013;00:21-.
13. Sirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*. 2010 Jul-Sep;21(3):425-32.
14. Mahmoud AA, Wakabayashi N, Takahashi H. Prediction of permanent deformation in cast clasps for denture prostheses using a validated nonlinear finite element model. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007 Mar;23(3):317-24.
15. Correia ARM. Estudo das tensões exercidas sobre próteses fixas em zircônia e em titânio - comportamento mecânico de estruturas executadas em CAD-CAM. Tese de Doutorado: Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto; 2009.
16. Wu JC, Latta GH, Jr., Wicks RA, Swords RL, Scarbecz M. In vitro deformation of acetyl resin and metal alloy removable partial denture direct retainers. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003 Dec;90(6):586-90.

## **ANEXOS**

- 1- Parecer do orientador
- 2- Declaração de autoria do trabalho apresentado